

⑪ 公開特許公報 (A) 昭62-72373

⑫ Int.CI.

A 61 N 1/18
A 61 L 27/00

識別記号

厅内整理番号
7242-4C
F-6779-4C

⑬ 公開 昭和62年(1987)4月2日

審査請求 未請求 発明の数 1 (全4頁)

⑭ 発明の名称 骨成長刺激材料

⑮ 特願 昭60-213268

⑯ 出願 昭60(1985)9月25日

⑰ 発明者	八木 超	刈谷市朝日町2丁目1番地	アイシン精機株式会社内
⑰ 発明者	石井 正巳	刈谷市朝日町2丁目1番地	アイシン精機株式会社内
⑰ 発明者	本山 浩	刈谷市朝日町2丁目1番地	アイシン精機株式会社内
⑰ 発明者	森野 良平	刈谷市朝日町2丁目1番地	アイシン精機株式会社内
⑰ 発明者	丹羽 滋郎	愛知県愛知郡長手久手町大字岩作字雁又21	愛知医科大学内
⑰ 発明者	服部 友一	愛知県愛知郡長手久手町大字岩作字雁又21	愛知医科大学内
⑰ 出願人	アイシン精機株式会社	刈谷市朝日町2丁目1番地	

明細書

発明の名称

骨成長刺激材料

特許請求の範囲

酸化バリウム、2酸化チタン、2酸化ケイ素、アルミナ、及び酸化マグネシウムよりなるチタン酸バリウム系セラミックス80～95VOL%に添加剤としてアバタイトを5～20VOL%を混合した圧電セラミックスを、焼成温度800～1400℃、成形圧力500～1000kg/cmにて所定の形状に形成し、分極処理を施した骨成長刺激材料。

発明の特許権の範囲

(発明の目的)

(産業上の利用分野)

本発明はチタン酸バリウム系セラミックスにアバタイトを添加した圧電セラミックスを、任意の形状に成形し、分極処理を施し骨折箇所に接成形物を移植し、その圧電特性により仮骨形成を促進させるもので、成形外科用の各種人工関節や骨折

の補綴材、更に歯科用材料の補強物として広く利用されるものである。

(従来の技術)

本発明に係る従来技術としては特開昭59-8974号「骨成長刺激器」の公報がある。これを第4～5図により説明すれば、10は骨成長刺激器で移植可能な電源と第1コネクタ部材に終つて有一体接続されたリード線11と、第2コネクター部材に終つて電極12（電池）とからなり、またコネクタ部材13内の1つの14は遊形のピン15を有し、コネクタ部材の他の1つ16は長さ方向に沿つた直角方向のスリットを有する遊形のスリープ17からなつており、第1、第2コネクタ部材14、16は互いに連絡されるが、移植手術の間は分離されていることを特徴とする骨成長刺激器である。部材としてはリード線11および電極12が異つた部材で作られ、またコネクタ部はスリープの端部とピンのまわりを除いて生体共存性プラスチックで覆われることを特徴としている。これにより生体共存性も考慮され、か

つ以前のコネクタのない骨成長刺激器に比較して取り換える性の良好なものである。

(発明が解決しようとする問題点)

然し前記骨成長刺激器は、次のような問題点がある。

(1) 骨成長刺激器 10, リード線 11, コネクタ 14, 16, 電極という大がかりなコンポーネントを生体内に移植する必要があり、

(2) 刺激器に作用する電池は数ヶ月したもないために、この間に治療ができない場合は取り換える移植手術をする必要があり、

(3) 電極リード線とコネクタ部は必ず体内に残るので、金属材料としては、チタン合金等の生体共存性の良い材料に限定され強度特性に不安があり、又ステンレス線にした場合に生体的な親和性に疑問がのこり、

(4) コネクタ部の製作工程にはかなりの精度が必要で、加工費、加工時間等の手間がかかり、又コネクタ部には生体共存性プラスチックで覆うことから、さらに製作に手間がかかり、

(5) 電池の消耗などにより再移植の際、リード線を破断するために引張応力をかけねばならない、

という問題がある。

本発明は骨成長刺激器、リード線、コネクタ部電極という大がかりな装置を生体内に埋め込む代わりに必要な形状で必要な部位に骨成長刺激材料を埋め込み手術時の手間を省き、後の治療に対する不安を無くすることが出来る骨成長刺激材料を提供することを目的とするものである。

(発明の構成)

(問題点を解決するための手段)

前記技術的課題を解決するために講じた技術的手段は、酸化バリウム 60~70%, 酸化チタン 30~35%, 2酸化ケイ素 0~1%, アルミナ 0~2.5%, 酸化マグネシウム 0~0.5%よりなるチタン酸バリウム系セラミックス 80~95% O.L%に添加剤としてアバタイトを 5~20 V O L % 混合して圧電セラミックスとし、これを焼成温度 800~1400°C で、成形圧力 500~1

(3)

(4)

0.0 kg/cm² で骨折した骨を取り巻く形状にし分極処理を施して骨成長刺激材料とするものである。

(作用)

上記技術的手段は次のようにある。すなわち、チタン酸バリウムなどの圧電セラミックスに添加剤としてアバタイト炭酸カルシウム、又はリン酸カルシウムを添加焼成加圧して分極処理を施し骨成長刺激材料として必要な形状に成形したもの移植することにより、僅かな負荷すなわち荷重の変化により適切な電圧がかかることになり仮骨形成を促進させ骨折等の治療の助けとなるものである。

(実施例)

以下、実施例について説明する。

1は人体の足部の骨で、2はチタン酸バリウム系セラミックに添加材としてアバタイトを混合し 900~1300°C で焼成加熱し 500~1000 kg/cm² 成形加圧し骨折部位の形状に合せたプレート状の成形体を作り 10~1000 KV/cm の直流電界により分極処理を施し、推定で 10⁻⁵~

10⁻⁷ A の電流が流れると想定した成形体である。

第2図は成人男子の大腿骨の部位別圧電特性部より荷重がかかった場合マイナスの電位が生じやすい側（この場合左端側）すなわち骨形成しやすい側にAOネジ又はサファイアネジ3で移植固定することで仮骨形成を促進させ、骨折治療の促進材として使用するものである。

第3図は大腿骨圧電気の部位別の分布を示す。これは大腿骨の骨頭部に偏心予荷重Pを作用させ 1サイクル毎秒の三角波からなる振動荷重を重量させて測定したもので単位は Pico coulomb/in² である。

第1表は骨の成長量を表すソフテックス標を西像解析装置により計測した結果から得た側面像面積 (AL) と骨の長軸長 (LL) の比 (AL/LL) を骨成長量の指標としたものである。このように通電することにより骨形成が促進されていることがわかり、(2) 1.0 × 10⁻⁶ A, DC の方が良く、骨形成を促進することがわかつた。

(5)

(6)

第1表

通電値	平均値
(1) 1.0×10^{-2} A, DC	1.77
(2) 1.0×10^{-4} A, DC	1.91
(3) 1.0×10^{-5} A, DC	1.74
(4) 1.0×10^{-4} A, AC	1.72
(5) 1.0×10^{-5} A, AC	1.76
(6) 通電なし	1.67

DC: 直流, AC: 交流

第2表はバリウム-混晶チタン酸塩の放置による容量低下率(%)を表わすものであり、ある程度低下は見られるが、従来の骨成長刺激器の電池の様に数ヶ月で消耗するものではなく、数年間は骨形成に必要な電流を荷重負荷時に流し続けることがわかる。これにより骨形成による強化が続けられかつ電源をとりかえる必要はないが、またどうしても容量低下が見られる時には3種のチタンを再酸化させるための酸化剤を添加することにより容量低下を防めることもできる。

第2表

放置時間 (H)	10	100	1000	10000
初期誘電率 $\epsilon = 6000$	-4	-8	12	18
初期誘電率 $\epsilon = 2000$	0.5	-	1	2

〔発明の効果〕

本発明は次の特有の効果を有する。すなわち、圧電セラミックスを任意の形状に成形することで従来の骨成長刺激器の電極部分に相当する比較的コンパクトな移植材で、骨成長刺激器の代用をすることができるもので、従来の刺激器のように電源の消耗を心配する必要もなく、内側取り替え手術をすることはない。また従来の刺激器に比べ安価なコストで生産が可能であり、樹脂や骨セントに圧電セラミックを複合することで任意の形状に加工することが容易である。また、人工歯根に対してもこの圧電セラミックス材料を使用して成形し、移植することで、早期に生体中に固定されることが可能となる。

(7)

(8)

図面の省略記号と略記

第1図は本実施例の圧電セラミックを足部の骨に取り付けた断面図であり、第2図は第1図の外観斜視図であり、第3図は一定の荷重がかかつた場合の成人男子の大腿骨の部位別圧電特性を示すものである。第4図は従来例の刺激器、コネクタ、電極の全体図で、第5図はコネクタの側面図である。

1...足部の骨、2...刺激材料より成形品

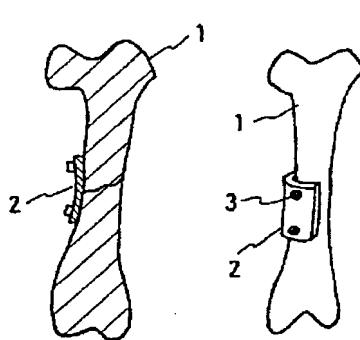
特許出願人

アイシン精機株式会社

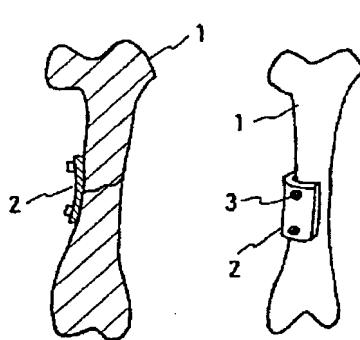
代表者 伊藤 清

(9)

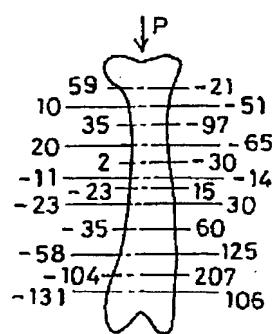
第1図



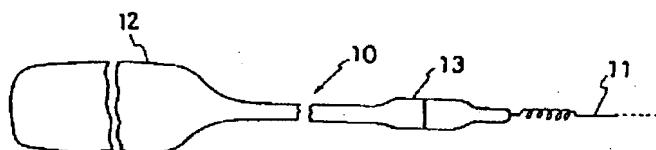
第2図



第3図



第4図



第5図

